

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号
特開2002-17845
(P2002-17845A)

(43) 公開日 平成14年1月22日 (2002.1.22)

(51) Int.Cl.⁷

A 6 1 L 27/00

識別記号

F I

A 6 1 L 27/00

テーマコード(参考)

D 4 C 0 8 1

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 7 頁)

(21) 出願番号 特願2000-205574 (P2000-205574)

(22) 出願日 平成12年7月3日 (2000.7.3)

(71) 出願人 000135184

株式会社ニデック

愛知県蒲郡市栄町7番9号

(72) 発明者 砂田 力

愛知県蒲郡市拾石町前浜34番地14 株式会
社ニデック拾石工場内

(72) 発明者 中畑 義弘

愛知県蒲郡市拾石町前浜34番地14 株式会
社ニデック拾石工場内

(72) 発明者 小田 晴雄

愛知県蒲郡市拾石町前浜34番地14 株式会
社ニデック拾石工場内

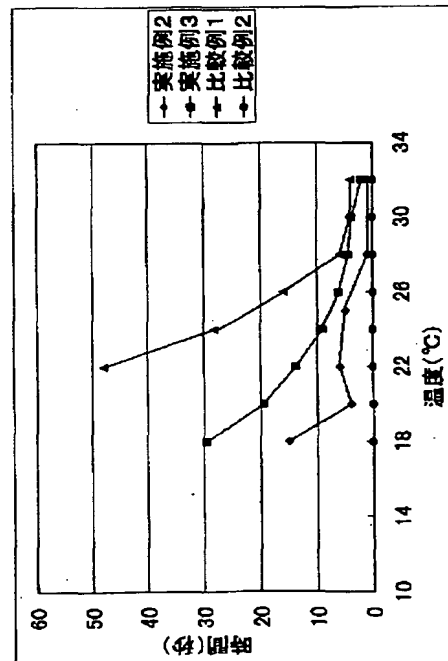
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 軟性眼内レンズ

(57) 【要約】

【課題】 挿入器具等の解放動作に追従した解放挙動を有し、取り扱い易い軟性眼内レンズを提供する。

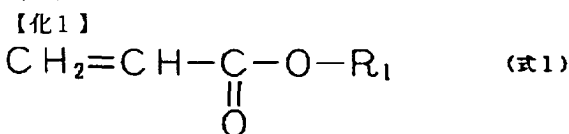
【解決手段】 アクリル酸エステルとメタクリル酸エステルとを主成分とするモノマー混合物を共重合することにより得られる軟性眼内レンズにおいて、前記モノマー混合物中にフェノキシエチルアクリレートが42重量%～62重量%、n-ブチルメタクリレートモノマーが35重量%～55重量%存在する。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 アクリル酸エステルとメタクリル酸エステルとを主成分とするモノマー混合物を共重合することにより得られる軟性眼内レンズにおいて、前記モノマー混合物中にフェノキシエチルアクリレートが42重量%～62重量%、*n*-ブチルメタクリレートモノマーが35重量%～55重量%存在することを特徴とする軟性眼内レンズ。

【請求項2】 請求項1の軟性眼内レンズは、一般式(1)



(式中、 R_1 は $\text{C}_4\sim\text{C}_{12}$ の直鎖又は側鎖のアルキル基である)で示されるアクリレートモノマーを1重量%～10重量%含むことを特徴とする軟性眼内レンズ。

【請求項3】 請求項2のアクリレートモノマーは*n*-ブチルアクリレートであることを特徴とする軟性眼内レンズ。

【請求項4】 請求項1の軟性眼内レンズは、フェニルエチルアクリレートモノマーを1重量%～10重量%含むことを特徴とする軟性眼内レンズ。

【請求項5】 請求項1～4の軟性眼内レンズは、紫外線吸収材を0.1重量%～3重量%含むことを特徴とする軟性眼内レンズ。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、折り曲げて眼内に挿入する軟性眼内レンズに関する。

【0002】

【従来技術】白内障の手術方法の一つとして水晶体を摘出した後、水晶体の代わりとして眼内レンズを挿入する手法が一般的に用いられている。眼内レンズを挿入するには、はじめに眼球に眼内レンズを挿入するための切開創を設け、この切開創より内部の白濁した水晶体を超音波白内障手術装置等にて破碎して吸引しておき、次に水晶体があった場所に眼内レンズを切開創より挿入する。

【0003】このように眼内レンズを挿入する際に設けられる切開創は、その切口が大きいと眼球に負担が掛かると同時に術後の乱視等の原因となる可能性がある。このため、小さな切開創にて軟性の眼内レンズを鑷子等の挿入器具によって折り曲げて挿入することにより眼球への負担を減らすようにしている。なかでも非含水性のアクリル系素材を使用した軟性眼内レンズが数多く使用されている。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、非含水性のアクリル系素材の眼内レンズはレンズ自体に粘着性

を有するものが多く、挿入器具にくっついてしまったり、折り曲げた際に光学部同士がくっついてしまうため、その取り扱いが難しいという問題があった。

【0005】このような問題点に対して、特許番号第2967093号に粘着性を抑制した眼内レンズが開示されている。しかしながら、ここで開示される眼内レンズは粘着性の除去という問題は解決されているが、解放時間が20～60秒と長く、迅速な手術に対応することができない。

【0006】上記従来技術に鑑み、挿入器具等の解放動作に追従した解放挙動を有し、取り扱い易い軟性眼内レンズを提供することを技術課題とする。

【0007】

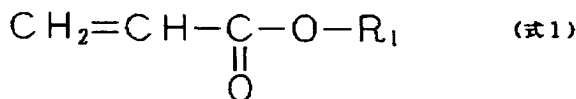
【課題を解決するための手段】上記課題を解決するために、本発明は以下のような構成を備えることを特徴とする。

【0008】(1) アクリル酸エステルとメタクリル酸エステルとを主成分とするモノマー混合物を共重合することにより得られる軟性眼内レンズにおいて、前記モノマー混合物中にフェノキシエチルアクリレートが42重量%～62重量%、*n*-ブチルメタクリレートモノマーが35重量%～55重量%存在することを特徴とする。

【0009】(2) (1)の軟性眼内レンズは、一般式(1)

【0010】

【化2】



【0011】(式中、 R_1 は $\text{C}_4\sim\text{C}_{12}$ の直鎖又は側鎖のアルキル基である)で示されるアクリレートモノマーを1重量%～10重量%含むことを特徴とする。

【0012】(3) (2)のアクリレートモノマーは*n*-ブチルアクリレートであることを特徴とする。

【0013】(4) (1)の軟性眼内レンズは、フェニルエチルアクリレートモノマーを1重量%～10重量%含むことを特徴とする。

【0014】(5) (1)～(4)の軟性眼内レンズは、紫外線吸収材を0.1重量%～3重量%含むことを特徴とする。

【0015】

【発明の実施の形態】本発明の実施の形態を以下に述べる。

【0016】本実施の形態の軟性眼内レンズは、フェノキシエチルアクリレートと*n*-ブチルメタクリレートとを主成分とした共重合物である。この軟性眼内レンズはアクリル系の眼内レンズが有する特有の粘着性が非常に少ない。また、この軟性眼内レンズは挿入器具にて折り

曲げた眼内レンズを眼内で開かせる解放動作に追従した解放速度が得られるものである。

【0017】本実施形態で使用されるフェノキシエチルアクリレートモノマーの組成比は、好ましくは40重量%～62重量%であり、より好ましくは52重量%～56重量%である。フェノキシエチルアクリレートモノマーが40重量%未満の場合、共重合によって得られる眼内レンズのガラス転移温度(T_g)が低くならず、室温での折り曲げ易さに影響を及ぼす。

【0018】また、フェノキシエチルアクリレートの62重量%を超えると、得られる眼内レンズのガラス転移温度は下がるが、眼内レンズ自体に生じる粘着性が増すとともに反発力も強くなってしまふ。

【0019】n-ブチルメタクリレートモノマーの組成比は、好ましくは35重量%～55重量%であり、より好ましくは38重量%～40重量%である。n-ブチルメタクリレートモノマーが35重量%未満の場合、眼内レンズ自体に生じる粘着性が増してしまふ。また、n-ブチルメタクリレートモノマーが50重量%を超える場合、共重合によって得られた眼内レンズのガラス転移温度(T_g)が低くならず、室温での折り曲げ易さに影響を及ぼす。また、軟性眼内レンズの劣化が生じ易い。

【0020】上記のように、フェノキシエチルアクリレートとn-ブチルメタクリレートの配分比を調節することにより、ガラス転移温度を低くさせつつ、得られる軟性眼内レンズ自体の粘着性を抑制することができる。

【0021】また、得られる軟性眼内レンズの反発力を上げずにガラス転移温度を下げるためには、上記のモノマーの他に直鎖又は側鎖アルキル基を持つアクリレートを若干量配合することが好ましい。本実施形態ではn-ブチルアクリレートを使用する。n-ブチルアクリレートの配合量は前記2つのモノマーの配合比にもよるが、好ましくは全体の1重量%～10重量%であり、さらに好ましくは3重量%～6重量%である。1重量%未満の場合、得られる軟性眼内レンズの特性に影響を及ぼし難い。また、10重量%を超える場合は、軟性眼内レンズに生じる反発力が弱くなってしまひ、取り扱いが難しくなってしまう。

【0022】このように、反発力を抑えながら、ガラス転移温度を下げるができるモノマーであればn-ブチルアクリレート以外にも使用することができ、例えばフェニルエチルアクリレートも使用することができ、配合量は前述同様に好ましくは全体の1重量%～10重量%、さらに好ましくは3重量%～6重量%程度である。

【0023】上記のようなモノマーを適宜配合することにより、ガラス転移温度が低く、15℃程度から容易に折り曲げ可能で粘着性が抑制された軟性眼内レンズを得ることができる。この軟性眼内レンズにさらに若干量の紫外線吸収材を添加しておくことで、さらに紫外線吸収

能を有する軟性眼内レンズを提供することができる。

【0024】紫外線吸収材はベンゾトリアゾール系の紫外線吸収材が好適に用いられ、その割合は全体の0.1重量%～3重量%程度でよい。これより少ないと紫外線吸収効果が得られず、これより多くても紫外線吸収効果は変わらない。

【0025】次に、以上のようなモノマーを使用して軟性眼内レンズを製作する方法を以下に説明する。初めに上記に挙げたモノマーを所望する眼内レンズの硬さ、反発力、解放速度が得られるように、前述した(メタ)アクリレート類を主材料に種々のビニル系共重合性モノマーを組み合わせて各々反応容器内に入れた後、架橋剤、重合開始剤を添加して重合反応を行う。

【0026】重合反応に用いられる架橋剤としては1, 4-ブタンジオールジ(メタ)アクリレート、1, 6-ヘキサジオールジ(メタ)アクリレート等を使用することが好ましい。また、重合開始剤としては2, 2-アゾビスイソブチロニトリル、アゾビスジメチルバレロニトリル、ベンゾイン、メチルオルソベンゾイルベンゾエート等を使用することが好ましい。架橋剤の添加量は好ましくは1重量%～6重量%であり、さらに好ましくは2重量%～5重量%である。

【0027】初めに50℃～70℃程度の温度に保たれた恒温水槽に反応容器を置き、24時間程度重合反応させる。次に、80℃～100℃程度にしたオーブン内に反応器を入れて24時間程度、重合反応させる。その後、オーブンから反応容器を取り出した後、さらに真空オーブンにて温度を100℃前後、24時間程度にて反応させることにより、重合反応を完結させて軟性アクリル基材を得る。

【0028】次に、上記のように複数のビニル系共重合性モノマーを共重合させることにより得られた軟性アクリル基材を用いて眼内レンズを製作する。眼内レンズにはレンズパワーを持つ光学部とこの光学部を眼内において保持するための支持部とを別々に形成し、その後の工程で1つに結合させることにより得られる3ピースタイプと、基材を切削加工して光学部と支持部とが一体である1ピースタイプとに大別される。

【0029】軟性アクリル基材を使用して、このような眼内レンズを製作するには、予め凍結により基材を固めておき、その後切削機にてレンズ形状に切削する等の眼内レンズ切削加工技術を使用して製作することが可能である。本発明は1ピースレンズ、3ピースレンズのどちらでも適用することが可能である。

【0030】この方法の他にもモノマーの混合液を所望する眼内レンズの型枠に流し込み成型物を得る方法が使用できる。

【0031】できあがった軟性眼内レンズの物性の測定は、粘着性、折り曲げ硬さ、反発力、解放時間について行った。粘着性の評価は、鑷子によって折り曲げた眼内

レンズを解放させたときのレンズ同士の接着性 (Tackinessチェック) と、2つの鑷子を使用して1つの眼内レンズを交互に挟み直したときに生じる鑷子への接着性 (Stickinessチェック) とを評価した。

【0032】折り曲げ硬さの測定は圧縮加重測定器を使用した。眼内レンズに対して徐々に力を加えていくことで眼内レンズの折り曲げを行い、φ6mmの眼内レンズの折り曲げ間隔 (折り曲げている間の間隔) が5mmになった時点での測定値を読みとった。この読み取った測定値を折り曲げに要する荷重として折り曲げ硬さの評価を行った。

【0033】また、折り曲げ硬さ測定の後、さらに続けて眼内レンズを折り曲げて行き、折り曲げ間隔が3mmになったところでそれ以上の折り曲げを止め、折り曲げ間隔3mmを維持した。この維持に必要な荷重を反発力とし、その時の測定値を読み取った。解放時間は、眼内レンズを鑷子にて二つに完全に折り曲げた後、眼内レンズを解放してから元の形状 (開いた状態) に戻るまでの時間を計測した。

【0034】＜実施例1＞フェノキシエチルアクリレート (EGPEA) を62重量%、*n*-ブチルメタクリレート (*n*-BMA) を35重量%、架橋剤として1,4-ブタンジオールジアクリレート (BDDA) を3重量%からなる混合物を反応器内に入れた後、重合開始剤として2,2-アゾビスイソブチロニトリルを若干量添加し、重合反応を開始させた。

【0035】重合反応は、各材料を入れた反応器を60

℃の恒温水槽にて24時間、その後95℃のオープン内に24時間おいて反応を進めた後、反応を完結させるために真空オープンにて95℃、24時間置き、軟性アクリル基材を得た。その後、得られた軟性アクリル基材を低温にて切削加工を行うことにより、眼内レンズの光学部を形成してこれを試料1の眼内レンズとした。得られた試料1の眼内レンズの粘着性、折り曲げ硬さを測定、評価した。

【0036】粘着性の評価は光学部が全く粘着しない場合は○、わずかに粘着がある場合には△、粘着性が強く鑷子から離れにくい場合には×とした。また、折り曲げ硬さは前述した方法と異なり、光学部を鑷子にて2つに折り曲げた際に、僅かな力にて折り曲がれば○、力を加えないと折り曲がらない場合には△、全然折り曲がらない場合には×とした。評価は室温18℃～27℃の間に行なった。

【0037】また、各組成比の異なる眼内レンズを試料2 (EGPEAを48.5重量%、*n*-BMAを48.5重量%、BDDAを3重量%、重合開始剤若干量)、試料3 (EGPEAを42重量%、*n*-BMAを55重量%、BDDAを3重量%、重合開始剤若干量) として製作し、試料1と同じように粘着性、折り曲げ硬さの評価を行った。

【0038】各種物性の測定により得られた結果を表1に示す。

【0039】

【表1】

表 1

	18(℃)	19	20	21	22	25	27
試料1	○	○	○	○	○	粘着性△	粘着性×
試料2	○	○	○	○	○	○	粘着性△
試料3	折り曲げ×	折り曲げ△	○	○	○	○	粘着性△

【0040】表1が示すように室温18℃～27℃において試料2の眼内レンズが最も好ましい評価となった。また、試料1の組成比のようにEGPEAの割合が多くなれば (*n*-BMAの割合が少なくなれば)、粘着性が高くなってしまい使用が難しくなる。また、試料3の組成比のようにEGPEAの割合が少なくなれば (*n*-BMAの割合が多くなれば)、眼内レンズ自体が硬くなってしまい、眼内レンズの折り曲げが難しくなってしまう。

【0041】＜実施例2＞フェノキシエチルアクリレートを55.0重量%、*n*-ブチルメタクリレートを39.5重量%、架橋剤として1,4-ブタンジオールジ(メタ)アクリレートを5.0重量%、紫外線吸収材として2-(2'-ヒドロキシ-5'-メタクリロキシプロピル-3'-tert-ブチルフェニル)-5-クロロ-2H-ベンゾトリアゾールを0.5重量%からなる混合物を反応器内に入れた後、重合開始剤として2,2-

-アゾビスイソブチロニトリルを若干量添加し、重合反応を開始させた。

【0042】重合反応は、各材料を入れた反応器を60℃の恒温水槽にて24時間、その後95℃のオープン内に24時間おいて反応を進めた後、反応を完結させるために真空オープンにて95℃、24時間置き、軟性アクリル基材を得た。その後、得られた軟性アクリル基材を低温にて切削加工を行うことにより、眼内レンズの光学部を形成して眼内レンズを得た。得られた眼内レンズについて前述した測定方法により各種物性 (粘着性、折り曲げ硬さ、反発力、解放時間) を測定、評価した。

【0043】室温18℃～32℃の間においては眼内レンズの表面に粘着性はなく、良好な結果となった。折り曲げ硬さ、反発力、解放時間の測定は室温18℃～32℃の間に行なった。

【0044】各種物性の測定により得られた結果について、折り曲げ硬さは図1、反発力は図2、解放時間は図

3にそれぞれ示す。

【0045】＜実施例3＞フェノキシエチルアクリレートを54.0重量%、n-ブチルメタクリレートを39.7重量%、n-ブチルアクリレートを4.0重量%、架橋剤として1,4-ブタンジオールジ(メタ)アクリレート2.0重量%、紫外線吸収材として2-(2'-ヒドロキシ-5'-メタクリリロキシプロピル-3'-tert-ブチルフェニル)-5-クロロ-2H-ベンゾトリアゾールを0.3重量%からなる混合物を反応器内に入れた後、重合開始剤として2,2-アゾビスイソブチロニトリルを若干量添加し、実施例2と同様の手順を経て軟性眼内レンズを得た。得られた眼内レンズについて各種物性を測定、評価した。

【0046】室温18℃～32℃の間においては眼内レンズの表面に粘着性はなく、良好な結果となった。折り曲げ硬さ、反発力、解放時間の測定は室温18℃～32℃の間に行った。

【0047】各種物性の測定により得られた結果を図1、図2、図3にそれぞれ示す。

【0048】＜比較例1＞次に、一般的に販売されている軟性眼内レンズを用いて実施例1と同様な評価を行った。眼内レンズはMA60BM(アルコンラボラトリーズインク製)を使用した。眼内レンズの表面に粘着性はなく、良好な結果となった。折り曲げ硬さ、反発力、解放時間の測定は室温18℃～32℃の間に行った。

【0049】物性の測定により得られた結果を図1、図2、図3にそれぞれ示す。

【0050】＜比較例2＞一般的に販売されているシリコーン樹脂製の眼内レンズAQ-110N(キャノンスター(株)製)を用いて実施例2と同様な物性の測定を行った。物性の測定により得られた結果を図1、図2、図3にそれぞれ示す。

【0051】＜結果＞各眼内レンズとも粘着性に関しては良好な結果となった。図1に示す折り曲げ硬さに関しては、実施例2の眼内レンズが22℃にて荷重20.3g、実施例3の眼内レンズが荷重11.4gであったのに対して、比較例1の眼内レンズは22℃にて荷重2

5.0g、比較例2の眼内レンズは荷重20gであった。

【0052】図2に示す反発力に関しては、実施例2の眼内レンズが22℃にて荷重49.7g、実施例3の眼内レンズが荷重16.3gであったのに対して、比較例1の眼内レンズは22℃にて荷重24.0g、比較例2の眼内レンズは荷重61.0gであった。

【0053】図3に示す解放時間に関しては、実施例2の眼内レンズが22℃にて6秒、実施例3の眼内レンズが13.8秒であったのに対し、比較例1の眼内レンズは22℃にて48秒、比較例2の眼内レンズは何れの温度においても瞬時に解放してしまった。

【0054】上記のように、本発明の実施の形態で得られた軟性眼内レンズであれば、適度な室温(22～26℃程度)において、簡単に折りたたむことができるとともに、その後の眼内レンズの解放時間が10秒前後であるため、眼内レンズを折りたたんで眼内に入れた後、解放動作を行う場合であっても、その解放動作に追従して眼内レンズが開く状態となる。比較例1の眼内レンズでは開くのに時間がかかりすぎてしまい、治療時間をむやみに長引かせてしまう原因となる。また、比較例2の眼内レンズでは、瞬時に開いてしまうため、その解放動作の調節が非常に難しい。

【0055】

【発明の効果】以上説明したように、本発明によれば、適度な室温において簡単に折り曲げることができるとともに、眼内での解放動作に追従して眼内レンズが開くことができるため、従来の眼内レンズに比べ、一層取り扱い易い眼内レンズが得られる。

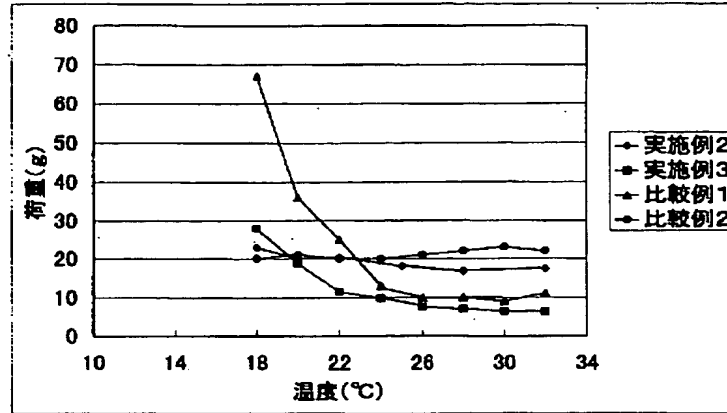
【図面の簡単な説明】

【図1】温度変化に対する折り曲げ荷重の変化を示す図である。

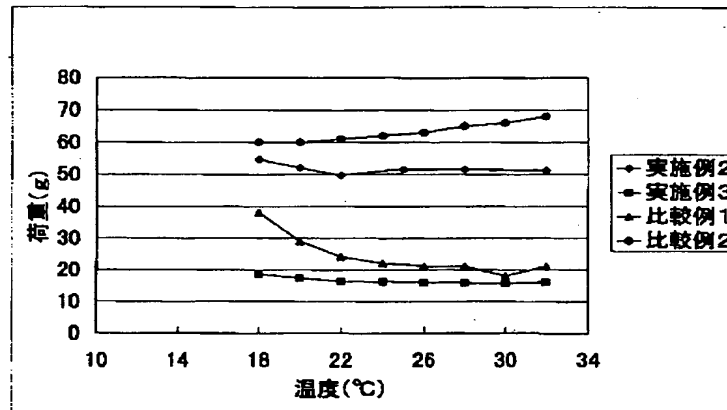
【図2】温度変化に対する眼内レンズの反発力変化を示す図である。

【図3】温度変化に対する眼内レンズの解放時間の変化を示す図である。

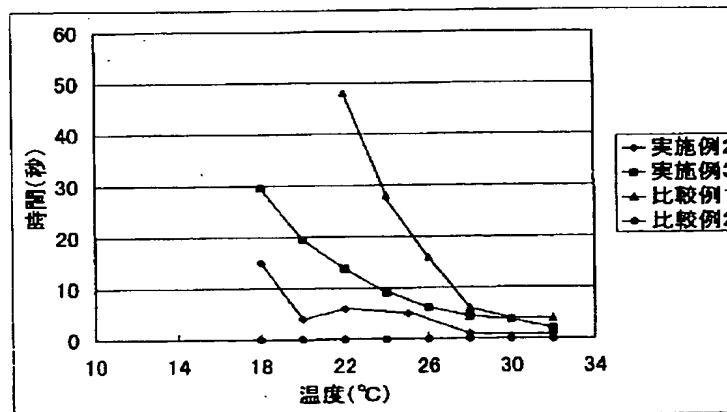
【図1】



【図2】



【図3】



(7) 開2002-17845 (P2002-178 JL

フロントページの続き

(72) 発明者 藤野 督也
愛知県蒲郡市拾石町前浜34番地14 株式会
社ニデック拾石工場内

Fターム(参考) 4C081 AB22 BB07 CA081 CA082
CB011 CB012 CC01 CE11
DA01

FLEXIBLE INTRAOCULAR LENS

Patent Number: JP2002017845
Publication date: 2002-01-22
Inventor(s): SUNADA TSUTOMU; NAKAHATA YOSHIHIRO; ODA HARUO; FUJINO TOKUYA
Applicant(s): NIDEK CO LTD
Requested Patent: JP2002017845
Application Number: JP20000205574 20000703
Priority Number(s):
IPC Classification: A61L27/00
EC Classification:
Equivalents:

Abstract

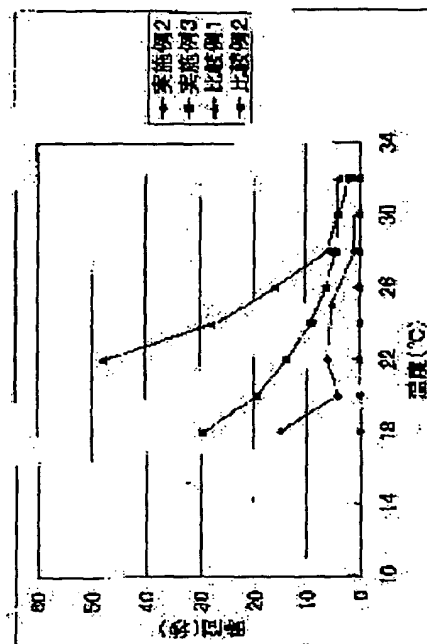
PROBLEM TO BE SOLVED: To provide a flexible intraocular lens which has a releasing behavior following up the release action of insertion appliance, etc., and is easy to handle.
SOLUTION: Phenoxyethyl acrylate exists at 42 to 62 wt.% and n-butyl methacrylate monomer at 35 to 55 wt.% in a monomer mixture of the flexible intraocular lens obtained by copolymerizing the monomer mixture essentially consisting of an acrylic ester and methacrylic ester.

Data supplied from the **esp@cenet** database - I2

(11)Publication number : 2002-017845
(43)Date of publication of application : 22.01.2002

(72)Inventor : SUNADA TSUTOMU
NAKAHATA YOSHIHIRO
ODA HARUO
FUJINO TOKUYA

SOLUTION: Phenoxyethyl acrylate exists at 42 to 62 wt.% and n-butyl methacrylate monomer at 35 to 55 wt.% in a monomer mixture of the flexible intraocular lens obtained by copolymerizing the monomer mixture essentially consisting of an acrylic ester and methacrylic ester.



[Date of extinction of right]

* NOTICES *

Japan Patent Office is not responsible for any damages caused by the use of this translation.

1. This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
2. **** shows the word which can not be translated.
3. In the drawings, any words are not translated.

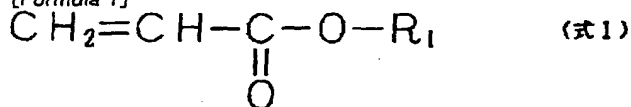
 CLAIMS

[Claim(s)]

[Claim 1] The elasticity intraocular implant to which phenoxy ethyl acrylate is characterized by 35 % of the weight - 55 % of the weight of n-butyl methacrylate monomers existing into the aforementioned monomer mixture in the elasticity intraocular implant obtained by copolymerizing the monomer mixture which makes an acrylic ester and a methacrylic ester a principal component 42 % of the weight to 62% of the weight.

[Claim 2] The elasticity intraocular implant of a claim 1 is a general formula (1).

[Formula 1]



It is the elasticity intraocular implant characterized by including the acrylate monomer shown by (the inside of a formula and R1 are the alkyl groups of the straight chain of C4-C12, or a side chain) 1 % of the weight to 10% of the weight.

[Claim 3] The acrylate monomer of a claim 2 is an elasticity intraocular implant characterized by being n-butyl acrylate.

[Claim 4] The elasticity intraocular implant of a claim 1 is an elasticity intraocular implant characterized by including a phenylethyl acrylate monomer 1 % of the weight to 10% of the weight.

[Claim 5] The elasticity intraocular implant of claims 1-4 is an elasticity intraocular implant characterized by including ultraviolet-absorption material 0.1 % of the weight to 3% of the weight.

 [Translation done.]

* NOTICES *

Japan Patent Office is not responsible for any damages caused by the use of this translation.

1. This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
2. **** shows the word which can not be translated.
3. In the drawings, any words are not translated.

DETAILED DESCRIPTION

[Detailed Description of the Invention]

[0001]

[The technical field to which invention belongs] this invention relates to the elasticity intraocular lens which is bent and is inserted into an eye.

[0002]

[Description of the Prior Art] After extracting a lens as one of the operation methods of a cataract, generally the technique of inserting an intraocular lens as a substitute of a lens is used. In order to insert an intraocular lens, an intraocular lens is inserted in the place which establishes the incision for inserting an intraocular lens in an eyeball first, crushes and attracts the lens in which the interior became cloudy from this incision with ultrasonic cataract operation equipment etc., and next had a lens from an incision.

[0003] Thus, if the cut end of the incision established in case an intraocular lens is inserted is large, while it will require a burden for an eyeball, it may become causes, such as postoperative astigmatism. For this reason, it is made to reduce the burden to an eyeball by bent and inserting the intraocular lens of elasticity with aedeagus implements, such as ****, in a small incision. Many elasticity intraocular lenses which used the acrylic material of non-water nature especially are used.

[0004]

[Problem(s) to be Solved by the Invention] However, the intraocular lens of the acrylic material of non-water nature had many which have adhesiveness on the lens itself, and when it adheres to an aedeagus implement or bends, in order for optical departments to adhere, it had the problem that the handling was difficult.

[0005] The intraocular lens which suppressed adhesiveness to a patent number No. 2967093 is indicated to such a trouble. However, although the problem of removal of adhesiveness [intraocular lens / which is indicated here] is solved, release time is as long as 20 - 60 seconds, and it cannot respond to a quick operation.

[0006] In view of the above-mentioned conventional technology, it has the release behavior which followed release operation of an aedeagus implement etc., and let it be a technical technical problem to offer the elasticity intraocular lens which is easy to deal with it.

[0007]

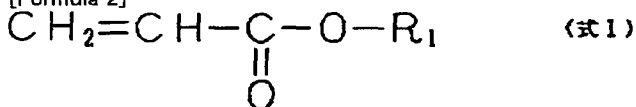
[Means for Solving the Problem] In order to solve the above-mentioned technical problem, it is characterized by equipping this invention with the following composition.

[0008] (1) In the elasticity intraocular lens obtained by copolymerizing the monomer mixture which makes an acrylic ester and a methacrylic ester a principal component, phenoxy ethyl acrylate is characterized by 35 % of the weight - 55 % of the weight of n-butyl methacrylate monomers existing into the aforementioned monomer mixture 42 % of the weight to 62 % of the weight.

[0009] (2) The elasticity intraocular lens of (1) is a general formula (1).

[0010]

[Formula 2]



[0011] It is characterized by including the acrylate monomer shown by (the inside of a formula and R1 are the alkyl groups of the straight chain of C4-C12, or a side chain) 1 % of the weight to 10 % of the weight.

[0012] (3) The acrylate monomer of (2) is characterized by being n-butyl acrylate.

[0013] (4) The elasticity intraocular lens of (1) is characterized by including a phenylethyl acrylate monomer 1 % of the weight to 10 % of the weight.

[0014] (5) (1) The elasticity intraocular lens of - (4) is characterized by including ultraviolet-absorption material 0.1 % of the weight to 3 % of the weight.

[0015]

[Embodiments of the Invention] The form of operation of this invention is described below.

[0016] The elasticity intraocular lens of the form of this operation is the copolymerization object which made phenoxy ethyl acrylate and n-butyl methacrylate the principal component. This elasticity intraocular lens has very little characteristic adhesiveness which an acrylic intraocular lens has. Moreover, the release speed which followed release operation which makes the intraocular lens which bent this elasticity intraocular lens with the aedeagus implement open within an eye is obtained.

[0017] The composition ratio of the monomer of the phenoxy ethyl acrylate used with this operation gestalt is 40 % of the weight - 62 % of the weight preferably, and is 52 % of the weight - 56 % of the weight more preferably. When the monomer of phenoxy ethyl acrylate is less than 40 % of the weight, the glass transition temperature (Tg) of the intraocular implant obtained by copolymerization does not become low, but affects the ease of bending in a room temperature.

[0018] Moreover, if 62 % of the weight of phenoxy ethyl acrylate is exceeded, although the glass transition temperature of the intraocular implant obtained will fall, repulsive force will also become strong while the adhesiveness produced in the intraocular implant itself increases.

[0019] The composition ratio of the monomer of n-butyl methacrylate is 35 % of the weight - 55 % of the weight preferably.

and is 38 % of the weight - 40 % of the weight more preferably. When the monomer of n-butyl methacrylate is less than 35 % of the weight, the adhesiveness produced in the intraocular implant itself will increase. Moreover, when the monomer of n-butyl methacrylate exceeds 50 % of the weight, the glass transition temperature (T_g) of the intraocular implant obtained by copolymerization does not become low, but affects the ease of bending in a room temperature. Moreover, it is easy to produce degradation of an elasticity intraocular implant.

[0020] As mentioned above, the adhesiveness of the elasticity intraocular implant itself obtained can be suppressed, making a glass transition temperature low by adjusting the distribution ratio of phenoxy ethyl acrylate and n-butyl methacrylate.

[0021] Moreover, in order to lower a glass transition temperature, without raising the repulsive force of the elasticity intraocular implant obtained, it is desirable to carry out amount combination of the acrylate with the straight chain or side-chain alkyl group other than the above-mentioned monomer a little. n-butyl acrylate is used with this operation gestalt. Although the loadings of n-butyl acrylate are based also on the compounding ratio of the two aforementioned monomers, they are 1 % of the weight - 10% of the weight of the whole preferably, and are 3 % of the weight - 6 % of the weight still more preferably. It is hard to affect the property of the elasticity intraocular implant obtained less than 1% of the weight of a case. Moreover, when exceeding 10 % of the weight, the repulsive force produced in an elasticity intraocular implant will become weak, and handling will become difficult.

[0022] thus -- if it is the monomer which can lower a glass transition temperature, stopping repulsive force -- except for n-butyl acrylate -- it can be used -- for example, phenylethyl acrylate -- it can be used -- loadings -- the above-mentioned -- the same -- desirable -- 1 % of the weight - 10% of the weight of the whole -- further -- desirable -- 3 % of the weight - about 6 % of the weight -- it is .

[0023] By blending the above monomers suitably, a glass transition temperature is low, bending is easily possible from about 15 degrees C, and the elasticity intraocular lens by which adhesiveness was suppressed can be obtained. This elasticity intraocular lens can be provided with the elasticity intraocular lens which has ultraviolet-absorption ability further by adding the ultraviolet-absorption material of an amount a little further.

[0024] The ultraviolet-absorption material of a benzotriazol system is used suitably, and, as for ultraviolet-absorption material, the rate is good at 0.1 % of the weight - about 3% of the weight of the whole. They are ultraviolet rays when fewer than this.

[0025] Next, how to manufacture an elasticity intraocular implant using the above monomers is explained below. After putting in respectively the acrylate (meta) mentioned above in a reaction container at the main material combining various vinyl system copolymerization nature monomers so that the hardness of the intraocular implant which asks for the monomer mentioned to the introduction above, repulsive force, and release speed may be obtained, a cross linking agent and a polymerization initiator are added and polymerization reaction is performed.

[0026] It is desirable to use 1, 4-butane JIORUJI (meta) acrylate, 1, and 6-hexa JIORUJI (meta) acrylate etc. as a cross linking agent used for polymerization reaction. Moreover, it is desirable to use 2 and 2-azobisisobutyronitril, azobis dimethylvaleronitrile, a benzoin, methyl orthochromatic benzoyl benzoate, etc. as a polymerization initiator. The addition of a cross linking agent is 1 % of the weight - 6 % of the weight preferably, and is 2 % of the weight - 5 % of the weight still more preferably.

[0027] A reaction container is put on the constant temperature bath maintained at the temperature of 50 degrees C - about 70 degrees C of introduction, and polymerization reaction is carried out to it for about 24 hours. Next, a reactor is put in in the oven made into 80 degrees C - about 100 degrees C, and polymerization reaction is carried out for about 24 hours. Then, after picking out a reaction container from oven, by making temperature react before and after 100 degrees C in vacuum oven further in about 24 hours, polymerization reaction is completed and an elasticity acrylic base material is obtained.

[0028] Next, an intraocular implant is manufactured using the elasticity acrylic base material obtained by carrying out copolymerization of two or more vinyl system copolymerization nature monomers as mentioned above. The supporter for holding an optical department with lens power and this optical department in an eye is separately formed in an intraocular implant, and cutting of the base material is carried out to 3 piece type obtained by making it combine with one at a subsequent process, and it is divided roughly into 1 piece type an optical department and whose supporter are one.

[0029] In order to use an elasticity acrylic base material and to manufacture such an intraocular lens, the base material is beforehand hardened by freeze and it is possible to manufacture using the intraocular lens cutting technology of cutting in a lens configuration with a cutting machine after that. this invention can apply either 1 piece lens or 3 piece lens.

[0030] The method of slushing into the mold of the intraocular implant which asks for the mixed liquor of a monomer other than this method, and obtaining molding can be used.

[0031] Measurement of the physical properties of the done elasticity intraocular implant followed adhesiveness, bending hardness, repulsive force, and release time. Adhesive evaluation evaluated the adhesive property (Tackiness check) of the lenses at the time of making the intraocular implant bent by the forceps release, and the adhesive property (Stickiness check) to the forceps produced when reinserting one intraocular implant by turns using two forcepses.

[0032] Measurement of bending hardness used the compression load measuring instrument. The intraocular implant was bent by applying the force gradually to an intraocular implant, and the measured value in the time of the bending interval (interval while having bent) of a phi6mm intraocular implant being set to 5mm was read. It bent as a load which bending takes this read measured value, and hardness was evaluated.

[0033] Moreover, after bending hardness measurement, the intraocular implant was bent further continuously, it went, bending beyond it was stopped in the place where the bending interval became 3mm, and the bending interval of 3mm was maintained. The load required for this maintenance was made into repulsive force, and the measured value at that time was read. Release time measured time after bending an intraocular implant completely to two in a forceps and releasing an intraocular implant until it returns to the original configuration (open state).

[0034] After putting in in a reactor the mixture which consists [ethyl acrylate / <example 1> phenoxy / (EGPEA)] 1 and 4-butanediol diacrylate (BODA) of 3 % of the weight as a cross linking agent 35% of the weight in n-butyl methacrylate (n-BMA) 62% of the weight, amount addition of the 2 and 2-azobisisobutyronitril was carried out a little as a polymerization initiator, and polymerization reaction was made to start.

[0035] After polymerization reaction set after that the reactor to which each ingredients were paid in 95-degree C oven with the 60-degree C constant temperature bath for 24 hours for 24 hours and advanced the reaction, in order to complete a reaction, it obtained 95 degrees C, every 24 hours, and the elasticity acrylic base material in vacuum oven. Then, by

performing cutting for the obtained elasticity acrylic base material at low temperature, the optical department of an intraocular lens was formed and this was made into the intraocular lens of a sample 1. The adhesiveness of the intraocular lens of the obtained sample 1 and bending hardness were measured and evaluated.

[0036] When an optical department does not stick at all and adhesive evaluation was [O and when there is adhesion slightly, ** and adhesiveness were strong and] hard to be separated from ****, it was taken as x. Moreover, when bending hardness bent an optical department to two in **** unlike the method mentioned above and it bent by few force, unless it applied O and the force, when not bending, it was made into **, and when not bending at all, it was made as x. Evaluation went with a room temperature of 18 degrees C - 27 degrees C in between.

[0037] Moreover, the intraocular lens from which each composition ratio differs was manufactured as a sample 2 (it is [EGPEA] an amount a little [3 % of the weight and polymerization initiator] about 48.5 % of the weight and BDDA in 48.5 % of the weight and n-BMA), and a sample 3 (it is [EGPEA] an amount a little [3 % of the weight and polymerization initiator] about 55 % of the weight and BDDA in 42 % of the weight and n-BMA), and evaluation of adhesiveness and bending hardness was performed like the sample 1.

[0038] The result obtained by measurement of various physical properties is shown in Table 1.

[0039]

[Table 1]

表 1

	18(°C)	19	20	21	22	25	27
試料1	○	○	○	○	○	粘着性△	粘着性×
試料2	○	○	○	○	○	○	粘着性△
試料3	折り曲げ×	折り曲げ△	○	○	○	○	粘着性△

[0040] As shown in Table 1, in the room temperature of 18 degrees C - 27 degrees C, the intraocular lens of a sample 2 became the most desirable evaluation. Moreover, if the rate of EGPEA increases like the composition ratio of a sample 1, adhesiveness will become high and use will become difficult (if the rate of n-BMA decreases). Moreover, if the rate of EGPEA decreases like the composition ratio of a sample 3, the intraocular lens itself will become hard (if the rate of n-BMA increases), and bending of an intraocular lens will become difficult.

[0041] n-butyl methacrylate 55.0% of the weight for <example 2> phenoxy ethyl acrylate 39.5% of the weight, 1 and 4-butane JIORUJI (meta) acrylate as a cross linking agent 5.0 % of the weight, After putting in in a reactor the mixture which consists a 2-(2'-hydroxy - 5' - meta-chestnut RIROKISHI propyl-3'-tert-buthylphenyl)-5-chloro-2H-benzotriazol of 0.5 % of the weight as ultraviolet-absorption material, Amount addition of the 2 and 2-azobisisobutyronitril was carried out a little as a polymerization initiator, and polymerization reaction was made to start.

[0042] After polymerization reaction set after that the reactor to which each ingredients were paid in 95-degree C oven with the 60-degree C constant temperature bath for 24 hours for 24 hours and advanced the reaction, in order to complete a reaction, it obtained 95 degrees C, every 24 hours, and the elasticity acrylic base material in vacuum oven. Then, by performing cutting for the obtained elasticity acrylic base material at low temperature, the optical department of an intraocular lens was formed and the intraocular lens was obtained. Various physical properties (adhesiveness, bending hardness, repulsive force, release time) were measured and evaluated by the measuring method mentioned above about the obtained intraocular lens.

[0043] With a room temperature of 18 degrees C - 32 degrees C in between, on the surface of the intraocular lens, there was no adhesiveness and it brought a good result. Measurement of bending hardness, repulsive force, and release time was performed with a room temperature of 18 degrees C - 32 degrees C in between.

[0044] About the result obtained by measurement of various physical properties, drawing 1 and repulsive force are shown in drawing 2, and bending hardness shows release time to drawing 3, respectively.

[0045] n-butyl methacrylate 54.0% of the weight for <example 3> phenoxy ethyl acrylate 39.7% of the weight, 1 and 4-butane JIORUJI (meta) acrylate as a cross linking agent 4.0% of the weight for n-butyl acrylate 2.0 % of the weight, After putting in in a reactor the mixture which consists a 2-(2'-hydroxy - 5' - meta-chestnut RIROKISHI propyl-3'-tert-buthylphenyl)-5-chloro-2H-benzotriazol of 0.3 % of the weight as ultraviolet-absorption material, Amount addition of the 2 and 2-azobisisobutyronitril was carried out a little as a polymerization initiator, and the elasticity intraocular lens was obtained through the same procedure as an example 2. Various physical properties were measured and evaluated about the obtained intraocular lens.

[0046] With a room temperature of 18 degrees C - 32 degrees C in between, on the surface of the intraocular lens, there was no adhesiveness and it brought a good result. Measurement of bending hardness, repulsive force, and release time was performed with a room temperature of 18 degrees C - 32 degrees C in between.

[0047] The result obtained by measurement of various physical properties is shown in drawing 1, drawing 2, and drawing 3, respectively.

[0048] The same evaluation as an example 1 was performed using the <example 1 of comparison>, next the elasticity intraocular lens currently generally sold. The intraocular lens used MA60BM (made in ARUKON Laboratories, Inc.). On the surface of the intraocular lens, there was no adhesiveness and it brought a good result. Measurement of bending hardness, repulsive force, and release time was performed with a room temperature of 18 degrees C - 32 degrees C in between.

[0049] The result obtained by measurement of physical properties is shown in drawing 1, drawing 2, and drawing 3, respectively.

[0050] <Example 2 of comparison> The same physical properties as an example 2 were measured using intraocular lens AQ-110N made of silicone resin (Canon Star make) currently generally sold. The result obtained by measurement of physical properties is shown in drawing 1, drawing 2, and drawing 3, respectively.

[0051] <Result> each intraocular lens brought a good result about adhesiveness. The intraocular lens of 25.0g of loads and the example 2 of comparison of the intraocular lens of the example 1 of comparison was 20g of loads at 22 degrees C to the intraocular lens of an example 2 having been [the intraocular lens of 20.3g of loads and an example 3] 11.4g of loads at 22 degrees C about the bending hardness shown in drawing 1.

[0052] The intraocular lens of 24.0g of loads and the example 2 of comparison of the intraocular lens of the example 1 of

comparison was 61.0g of loads at 22 degrees C to the intraocular lens of an example 2 having been [the intraocular lens of 49.7g of loads and an example 3] 16.3g of loads at 22 degrees C about the repulsive force shown in drawing 2 .
[0053] About the release time shown in drawing 3 , as for the intraocular lens of the example 1 of comparison, the intraocular lens of an example 2 has released [the intraocular lens of an example 3] the intraocular lens of the example 2 of comparison also in which temperature for 48 seconds to having been 13.8 seconds for 6 seconds in an instant at 22 degrees C in 22 degrees C.

[0054] As mentioned above, since the release time of a subsequent intraocular lens is before or after 10 seconds in a moderate room temperature (about 22-26 degrees C) while it is easily foldable, if it is the elasticity intraocular lens obtained with the form of operation of this invention, after folding up an intraocular lens and putting in in an eye, even if it is the case where release operation is performed, it will be in the state where follow the release operation and an intraocular lens opens. In the intraocular lens of the example 1 of comparison, opening takes time too much and it becomes the cause of prolonging medical treatment time recklessly. Moreover, in the intraocular lens of the example 2 of comparison, in order to open in an instant, regulation of the release operation is very difficult.

[0055]

[Effect of the Invention] Since according to this invention release operation within an eye can be followed and an intraocular lens can open while it is easily bendable in a moderate room temperature as explained above, compared with the conventional intraocular lens, the intraocular lens which is much more easy to deal with it is obtained.

[Translation done.]

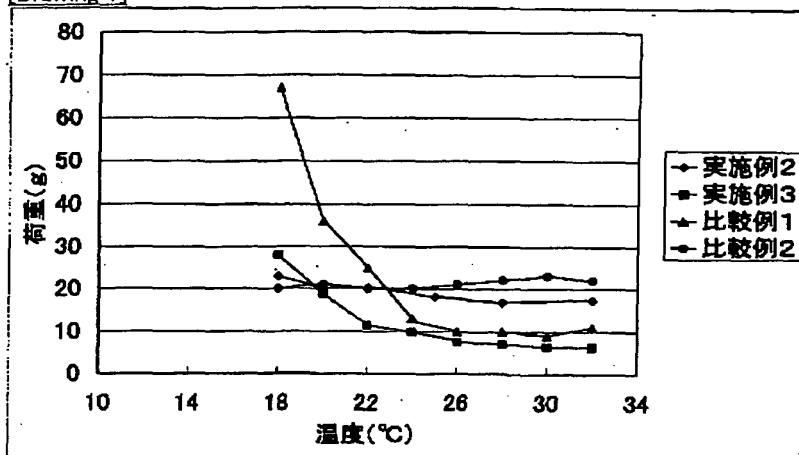
* NOTICES *

Japan Patent Office is not responsible for any damages caused by the use of this translation.

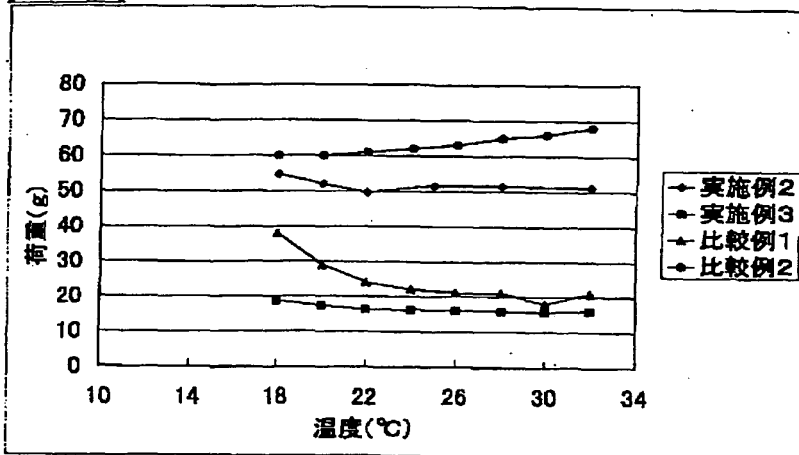
1. This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
2. **** shows the word which can not be translated.
3. In the drawings, any words are not translated.

DRAWINGS

[Drawing 1]



[Drawing 2]



[Drawing 3]

